

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

機械心瓣脈動回流量測

計畫類別： 個別型計畫

計畫編號： NSC93-2213-E-032-005-

執行期間： 93 年 08 月 01 日至 94 年 07 月 31 日

執行單位： 淡江大學水資源及環境工程學系

計畫主持人： 盧博堅

計畫參與人員： 劉佳興, 李其霈, 洪伸維, 陳子偉

報告類型： 精簡報告

報告附件： 出席國際會議研究心得報告及發表論文

處理方式： 本計畫可公開查詢

中 華 民 國 94 年 10 月 26 日

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

機械心瓣脈動回流量測

Measurement of Regurgitant Flow in Mechanical Heart Valve under Pulsatile Flow Conditions

計畫編號：NSC 93-2213-E-032-005

執行期限：93 年 08 月 01 日至 94 年 07 月 31 日

主持人：盧博堅 淡江大學水資源及環境工程系

共同主持人：劉佳興 國家衛生研究院醫工組

計畫參與人員：李其霖 淡江大學水資源及環境工程系

洪伸維 淡江大學水資源及環境工程系

陳子偉 淡江大學機電工程系

一、中文摘要

機械心瓣穴蝕的發生，主要是在心瓣的關閉行為中，局部壓力低於蒸汽壓而形成汽泡，當汽泡破裂時，其所釋放出的能量會破壞血球，產生溶血及血栓，以及破壞心瓣本身的結構。心瓣關閉產生穴蝕的機制與流場的關係還未建立起來。理論上的說法有(1)由於心瓣關閉時所產生的水錘效應；(2)回流噴射流所形成的 Venturi 效應；(3)兩個固體邊界(葉瓣及環座)在互相逼近時所產生的間隙流效應及(4)葉瓣回彈時產生之渦流。但由於心瓣的幾何構造使得心瓣的動態關閉行為中產生複雜的流體與結構體間的交互作用。本研究針對臨床上使用較普遍的 St Jude Medical 雙葉僧帽瓣在體外脈動測試台上，量測其回流流場，同時量測負壓的暫態壓力，以了解造成穴蝕的機制。

關鍵詞：機械心瓣、穴蝕、回流、蒸汽壓、渦流

Abstract

Mechanical heart valve cavitation occurs during valve closure when the local pressure drops below vapor pressure, forming vaporous bubbles. When these bubbles collapse, the released energy may damage blood cells, leading to hemolysis and thrombosis, and the structural integrity of the valve. The relation between the mechanism of cavitation formation and the flow field are still being established. Theoretical explanations include: 1) the water hammer effect during valve closure; 2) the Venturi effect due to regurgitant jet flow; 3) the squeeze flow effect when two solid boundaries, namely the valve leaflet and housing ring, approach each other; and 4) vortex formation when the leaflets rebound. The geometrical structure of the mechanical valve creates complicated fluid-structure interactions during the dynamics of closing behavior.

In order to study the mechanism of cavitation, in this study we measured in vitro the regurgitant flow field and transient negative pressure of the commonly used St. Jude bileaflet artificial aortic valve in a mock circulation loop under physiologic pulsatile flow conditions.

Keywords: Mechanical Heart Valve, Cavitation, Regurgitant Flow, Vapor Pressure, Vortex

二、緣由與目的

心瓣置換手術對心瓣疾病末期病患是一個成熟、有效之治療。最近，在各主要心臟血管醫療中心手術後病人一般死亡率均小於 5%，得延續病患之生命。目前，全世界心瓣置換每年超過 175,000 個 (Yoganathan, 2000)。其中機械心瓣的使用率佔 60% 以上。全世界已有超過兩百萬人置換由熱解碳 (Pyrolytic Carbon, PyC) 製成的機械心瓣 (Hwang, 1998)。

一般機械心瓣的最大併發症是血栓以及溶血，因此置換機械心瓣的病患需要長期服用抗凝血劑以使血栓及溶血之危險性達到最低。Kafesjian et al. (1990) 發表 PyC 的機械心瓣可能造成穴蝕 (cavitation)，而由穴蝕形成的汽泡破裂時，所釋放出的能量可以破壞血球造成溶血及血栓，它亦會破壞心瓣的表面材料，久後會使得心瓣產生裂縫，最後斷裂，此種情形已在臨床中出現過 (Klepeko et al. 1989; Quijano 1988)。

穴蝕的產生是心瓣在關閉時局部的流體壓力降低至蒸汽壓而快速形成。此壓力降低的機制是心瓣在關閉時所產生的水錘效應，擠壓流效應，渦流效應及文氏 (Venturi) 效應 (Hwang 1998)。心瓣瞬間關閉，使得反向流體流動質量在短時間內停止，因而在心瓣的下游處產生壓力波 (compression wave)，在心瓣上游處產生張力波 (tension wave)，此為水錘效應。此張力波使得壓

力降低，倘若低至蒸汽壓時（-743mmHg）則產生穴蝕。當葉瓣快速接近心瓣環座時，流體在葉瓣與環座的間隙突然被擠壓而形成一道噴射流，此擠壓射流流速超過 14m/sec 時，由 Bernoulli Equation 可知壓力有可能低於蒸汽壓，此為擠壓流現象。而此射流在下游可能捲增而形成渦流。或由於葉片關閉回彈，在葉緣處可能形成渦流，在渦流核心會形成低壓區，此低壓有可能低於蒸汽壓而產生汽泡，此為渦流效應。當心瓣關閉後由增大的壓力梯度所造成的高速滲漏噴射流現象。如果此噴射流的流速經由 Bernoulli 原理的計算，局部的壓降如果低於蒸汽壓則可能產生穴蝕汽泡，此稱為文氏（Venturi）效應。由於心瓣幾何形狀的複雜性及其在關閉時所形成非常複雜的結構體與流體之間的交互作用，要探討心瓣穴蝕現象極具技術上的困難性，因此一般都採用在體外模擬系統利用高速攝影機及高頻率的壓力傳感器作量測(Chandran et al., 1994; Shu et al., 1994; Wu et al., 1995; Bachmann et al., 2002)。高頻率的壓力傳感器可量測到心瓣在關閉時葉片撞擊瓣環時的低壓尖峰值用於解釋此尖峰值是否低於蒸汽壓以及穴蝕產生後的汽泡破裂時高頻率的擾動信號。利用心瓣葉片碰撞瓣環所產生的壓力尖峰值作為激發信號可觸發高速攝影機而捕捉到心瓣發生穴蝕後產生的汽泡。Kini et al.(2000)利用 PIV 及其後 Kini et al.(2001)利用 PIV 與 LDV 量測 Bjork- Shiley 單葉片機械心瓣在單個關閉行程測試台（one-shot）之回流流場，他們認為在心瓣關閉後的張力波以及回彈所產生的渦流是造成局部壓力低於蒸汽壓的主要因素。Manning et al. (2003) 利用 PIV 在單個關閉行程測試台量測 St. Jude Medical 雙葉片機械心瓣，結果顯示有很強的渦流結構，他們估算此渦流的中心點壓力有可能低於流體蒸汽壓而形成穴蝕。Zhang et al.(2004)利用透明之壓克力雙葉瓣模型裝置在脈動的體外循環系統內進行 PIV 的量測。他們量測所得之擠壓流流速為 2m/sec，同時所得到之渦度值為 1440/sec，但這些結果並不足以造成 cavitation，只能作定性之描述。

本研究的目的是利用體外模擬循環系統，模擬左心房與左心室之間的僧帽瓣，進行機械心瓣葉片關閉速度、關閉時之回流速度、機械心瓣上下游端的壓力、回流時之渦流強度的量測。以了解穴蝕產生的成因和機械心瓣關閉時造成的回流流場之相關性。

三、實驗設置與方法

本計畫選用目前臨床上最普遍使用之機械心瓣 St. Jude Medical, SJM25 為主動脈瓣以及 SJM27 為僧帽瓣。心瓣裝置在模擬循環系統中，針對僧

帽瓣的關閉回流場作量測。左心室的上方為主動脈，兩者之間即為主動脈心瓣，主動脈的後方則連接一大一小共兩個順容器，以及一個大的阻力器，還有一個可調節式阻力器，這些順容器與阻力器的組合，是要用來模擬人體的血管中所具有的阻力及血管本身所具有的彈性，此一部份總合起來稱為後負載。後負載的後方則會接浮子流量計，以確認流量是否符合生理情形，最後則會流至左心房處，完成整個系統的循環，系統架構如圖1所示。

心室連接由直線電機所驅動之活塞，經由電腦之輸入波形傳動到直線電機來推動活塞以模擬心臟左心室之收縮與舒張。模擬血液將使用 36% 之甘油與水之混合溶液來模擬，此混合溶液之黏性度 $\mu=3.6\text{cp}$ ，密度為 $\rho=1.06\text{g/cm}^3$ 。藉由後負載的調節，可得到符合生理的主動脈壓波、左心室壓波。主動脈壓及心室之壓力波型將使用 Spectra-med 之生理壓力計與 Millar 壓力計。流量使用浮子流量計。壓力的設定主動脈壓為 80~120mmHg；左心室壓為 0~120mmHg；左心房壓為 5~7mmHg，心跳頻率分別設定在 70bpm、90bpm、120bpm、140bpm，其相對應的血流量為 5L/min、6 L/min、7.5L/min、8.4L/min。

關閉瞬間壓力的量測使用兩支高頻率 PCB 壓力計，一支位於僧帽瓣的上游端，緊鄰心瓣的環座，當心瓣全關時距離 St. Jude Medical 的葉片約 2mm，用於量測關閉時產生的負壓；另一支 PCB 則位於心瓣的下游端，由側邊量測水錘效應的正壓，量測點與心瓣環座相距約 3mm，如圖 2。心瓣關閉速度則使用雷射位移計(ILD1800)加以量測。

平面流場的量測是使用美國 TSI 公司製造之質點影像流速儀(digital particle image velocimetry, DPIV)，量測斷面如圖 3 所示。單點流場的量測則使用美國 TSI 之二維雙光色四光束光纖雷射都卜勒流速儀（fiber-optic laser Doppler velocimeter, LDV），以心瓣葉片快要關閉時中央的微小縫隙點作為原點，也就是 gap point 為原點，且距離心瓣環 2mm 避免雷射光的路徑被擋到，然後在 Z 軸（上下方向）移動佈點，相鄰兩點的間距為 0.5mm，於 gap 點上方與下方各佈 5 個點，因此一個斷面共佈有 11 個點，如圖 4 所示，每點資料均紀錄 200 個週期以進行分析。

四、結果與討論

為了模擬人體的生理情形，實驗時主動脈壓力控制在 80~120mmHg，左心室壓則控制在 0~120mmHg 之間，模擬系統調整出來的生理波形如圖 5。而相對左心室收縮初期亦即心瓣關閉前的心室負載率(loading rate dp/dt)隨著心跳的增加

而增加，由 708mmHg/s 到 1020mmHg/s，均在生理的範圍內（表 1）。而由此心室負載所造成心瓣關閉的速度如表 2 所示，心瓣關閉的平均速度由 1.39m/s 到 2.10m/s，而最大速度由 1.85m/s 到 2.97m/s。

本研究用於量測心瓣的高頻率壓力計 PCB 共有兩支，一支位於心瓣的上游端，當心瓣關閉時可以量測負的壓力，作為發生穴蝕與否的參考，亦即負壓低於飽和蒸汽壓-743mmHg 時，表示發生穴蝕；另一支則裝設於心瓣的下游端，期望能在心瓣關閉時量測到水錘效應所產生的正壓力波，以便了解水錘效應對穴蝕之影響。四種不同的心跳下之代表圖如圖 6 所示。每種心跳數 200 個週期之統計結果列於表 3 及表 4 中。由圖 6 及表 3、表 4 中可以看出，隨著心跳數增加，正壓及負壓值均會隨之增大。負壓值的大小幾乎都比正壓值大。在心跳大於 90bpm 時，其負壓值均大於蒸汽壓(-743mmHg)，此表示有穴蝕發生。理論上水錘效應會在心瓣的兩側產生大小相等、正負相反之壓力波與張力波，假設側邊 PCB 所量測到的確實為心瓣關閉時水錘效應之壓力波，則水錘效應亦會於心瓣的另一側造成量級相似之張力波，然而由實驗結果來看，正負壓力的量級相差頗大，水錘效應明顯並非造成穴蝕的唯一原因，可能還有受到渦漩、擠壓流等等的影響，然而由於心瓣環座材料的問題，雷射光無法由環座部份穿越，造成擠壓流量測上的困難，因此本研究只進行渦漩方面的研究。

由 PIV 的量測結果(圖 7)可發現，於心瓣關閉後流體於葉片與環座之間會形成一個很大的渦流，並且隨著心跳的增加，渦流的強度會增強且結構更為結實明顯，此渦流被認為是局部壓力降低的主因，若渦流造成的壓力降低於蒸汽壓，則會形成穴蝕。

根據 LDV 之實驗結果，於心瓣關閉的瞬間，軸線方向會產生一個極大之逆流速度，在此斷面中最大的逆流速度如表 5 及表 6 所示，亦隨著心跳的增加而增加。而切線方向則會產生先向上後向下之速度分佈情形，此情況可用圖 8 代表，表示量測點有渦漩之現象，根據此現象可以計算出 circulation 之大小，如圖 9 所示。

由圖可以看出，gap 點的上方，即+0.5mm 到 +2.5mm，量測到的 circulation 會迅速減小，而 gap 點下方的 circulation 則減小較為緩慢，基本上是以 gap 點附近的值最大，且會隨著心跳數的增加而增大。

然而從原始數據中可以發現，渦漩本身移動的方向其實並不固定，而且每個週期產生的渦漩大小也不一定，因此 circulation 的大小需藉由統計方式進行分析，如圖 10 所示。根據統計之結果，可以確定由平均值來代表每個點之 circulation

將不會有太大之誤差。

人工機械心瓣可能會造成穴蝕的原因有許多，本研究主要是探討其中的兩項，即水錘效應與渦漩對穴蝕之影響，研究這兩項因素是否會使壓力降低至發生穴蝕之閾值。根據 C. Bachmann et al.於 2002 年的研究指出，利用數位質點影像流速儀(DPIV)量測 Bjork-Shiley 單葉片心瓣的結果，其計算得到的 circulation 為 0.042m²/s，與本研究結果所得到的 0.025~0.03 m²/s 不盡相同，這是由於實驗時所採用的心瓣與量測儀器皆不相同，因此其計算出來的結果會有差異。Keefe B. Manning et al.於 2005 年，利用 LDV 量測單一脈動系統中之 Bjork-Shiley 單葉片心瓣，由其量測結果代入本研究使用之公式中，推估其 gap 點之渦漩直徑約為 14.5mm，circulation 約為 0.045 m²/s，壓降約為 8.17mmHg，與本研究之結果類似。

除此之外 C. Bachmann et al.還指出，渦漩半徑的大小將影響其中心壓力降低的程度，當半徑為 1mm 時渦漩中心壓力降低 96mmHg，半徑 0.75mm 時降低 176mmHg，半徑 0.5mm 時降低 384mmHg，半徑 0.25mm 時降低 1520mmHg；然而本研究的實驗結果卻發現，於 circulation 最大的 gap 點附近，渦漩的半徑平均值在 5~7.5mm 左右（直徑 10~15mm），因此造成的壓力降低皆不會超過 60mmHg，即使考慮水錘的影響，兩項因素合在一起壓力仍然未達穴蝕之閾值，顯然除了水錘效應與渦漩的影響之外，尚有其他因素造成壓力的降低。

五、結論

當頻率增加時，心瓣葉片關閉速度亦會隨之增加，從實驗結果中發現負暫態壓力與心瓣葉片速度相關性良好，SJM 機械心瓣於 90bpm 平均負暫態壓 -817mmHg 大於溶液飽和蒸汽壓 -743mmHg，而此時相對應平均葉片速度為 1.66m/s，所以當 SJM 機械心瓣葉片速度達到 1.66m/s 時，則有汽泡產生。隨著心跳數增加，心瓣下游端的正壓及上游端的負壓值均會隨之增大。量測到之負壓值大小幾乎都比正壓值大。由實驗結果來看，正負壓力的量級相差頗大，水錘效應明顯並非造成穴蝕的唯一原因，然而仍具有一定程度之貢獻。於心瓣關閉的瞬間，由 DPIV 的量測結果可看出於心瓣葉片與環座之間會形成一個的渦流，並從 LDV 的量測可知，軸線方向會產生一個極大之逆流速度，而切線方向則會產生先向上後向下之速度分佈情形，表示量測點有渦漩之現象。從量測數據中可以發現，渦漩本身移動的方向其實並不固定，而且每個週期產生的渦漩大小也不一定。由實驗結果可以看出，gap 點上方量測到的 circulation 會迅速減小，而 gap 點

下方的 circulation 則減小較為緩慢，基本上是以 gap 點附近的值最大，且會隨著心跳數的增加而增大。渦漩的半徑平均值在 5~7.5mm 左右，其造成的壓力降低皆不會超過 60mmHg，即使考慮水錘效應的貢獻，壓力仍然未達穴蝕之閾值，顯然除了水錘效應與渦漩的影響之外，尚有其他因素造成壓力的降低。

六、參考文獻

- [1] Bachmann C, Kini V, Deutsch S, Fontaine AA, Tarbell JM (2002) Mechanisms of Cavitation and the Formation of Stable Bubbles on the Bjork-Shiley Monostrut Prosthetic Heart Valve, *The Journal of Heart Valve Disease* **11** 105-113.
- [2] Chandran KB, Lee CS, Chen LD (1994) Pressure Field in the Vicinity of Mechanical Valve Occluders at the Instant of Valve Closure : Correlation with Cavitation Initiation, *The Journal of Heart Valve Disease* **3** S65-S76.
- [3] Hwang NHC, (1998) Cavitation Potential of Pyrolytic Carbon Heart Valve Prostheses : A Review and Current Status, *The Journal of Heart Valve Disease* **7** 140-150.
- [4] Kafesjian R, Wieting DW, Ely J, et al. (1990) Characterization of the Cavitation Potential of Pyrolytic Carbon, In : Bodnar E(ed). *Surgery for Heart Valve Disease*. ICR Publishers, London 509-516.
- [5] Klepetko W, Moritz A (1989) Leaflet fracture in Edwards Duromedics Bileaflet Valves, *J. Thorac Cardiovasc Surg* **97** 90-94.
- [6] Kini V, Bachmann C, Fontaine A, Deutsch S, Tarbell JM (2001) Integrating Particle Image Velocimetry and Laser Doppler Velocimetry Measurements of the Regurgitant Flow Field Past Mechanical Heart Valves, *Artificial Organs* **25**(2) 136-145.
- [7] Kini V, Bachmann C, Fontaine A, Deutsch S, Tarbell JM (2000) Flow Visualization in Mechanical Heart Valves: Occluder Rebound and Cavitation Potential, *Annals of Biomedical Engineering* **28** 431-441.
- [8] Manning KB, Kini V, Fontaine AA, Deutsch S, Tarbell JM (2003) Regurgitant Flow Field Characteristics of the St. Jude Bileaflet Mechanical Heart Valve under Physiologic Pulsatile Flow Using Particle Image Velocimetry, *Artificial Organs* **27**(9) 840-846.
- [9] Quijano RC (1988) Edwards Duromedic Dysfunctional Analysis. Proceeding of Cardiac Stimulation: 6th International Congress, Monte Carlo, Monaco,.
- [10] Shu MCS, Leuer LH, Armitage TL, Schneider TE, Christiansen DR (1994) In Vitro Observations

of Mechanical Heart Valve Cavitation, *The Journal of Heart Valve Disease* **3** S85-S93.

[11] Wu ZJ, Hwang NHC (1995) Asynchronous Closure and Leaflet Impact Velocity of Bileaflet Mechanical Heart Valves, *The Journal of Heart Valve Disease* **4** S38-S49.

[12] Yoganathan AP (2000) Cardiac Valve Prostheses, *The Biomedical Engineering Handbook*, Bronzino J, editor, CRC Press, Boca Raton, Florida 1847-1870.

[13] Zhang P, Yeo JH, Hwang NHC (2004) Development of Squeeze Flow in Mechanical Heart Valve— A Particle Image Velocimetry Investigation, *ASAIO J.* **50**(2) 128.

表 1、St. Jude Medical 機械心瓣關閉負載率 dp/dt

頻率(bpm)	平均 dp/dt (mmHg/s)	最大 dp/dt(mmHg/s)
70	708 ± 16	754
90	831 ± 16	868
120	924 ± 23	986
140	1020 ± 44	1164

表 2、St. Jude Medical 機械心瓣葉片關閉速度

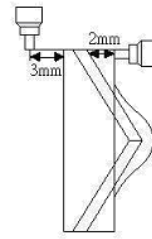
頻率(bpm)	平均速度(m/s)	最大速度 (m/s)
70	1.39±0.18	1.85
90	1.66±0.20	2.55
120	1.89±0.27	2.79
140	2.10±0.46	2.97

表 3、St. Jude Medical 的 PCB 正壓力量測結果

頻率(bpm)	正壓(mmHg)	最大正壓 (mmHg)
70	151.99±22.84	227.42
90	217.97±36.52	299.53
120	279.99±64.64	443.75
140	298.72±71.22	526.95

表 4、St. Jude Medical 的 PCB 負壓力量測結果

頻率(bpm)	負壓(mmHg)	最大負壓 (mmHg)
70	-523.12±194.07	-961.74
90	-817.05±261.06	-1260.82
120	-973.47±366.10	-1747.55
140	-986.21±344.78	-1858.97

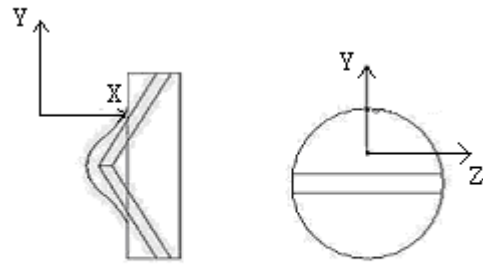


St. Jude Medical

圖 2 PCB 量測位置示意圖

表 5、St. Jude Medical 機械心瓣葉片邊緣測量斷面中流體速度最大值

頻率(bpm)	平均速度(m/s)	最大速度(m/s)
70	0.84±0.07	1
90	1.01±0.09	1.25
120	1.01±0.13	1.38
140	1.17±0.15	1.49

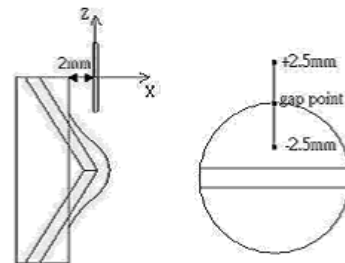


St. Jude Medical

圖 3 DPIV 量測光面沿著葉片中心(Z=0)上部葉緣與環座交接處之 XY 平面上

表 6、St. Jude Medical 機械心瓣葉片中心測量流體速度最大值

頻率(bpm)	平均速度(m/s)	最大速度(m/s)
70	1.08±0.13	1.44
90	1.18±0.19	1.51
120	1.56±0.37	2.7
140	1.59±0.49	2.76



St. Jude Medical

St. Jude Medical

(A)

(B)

圖 4 (A) LDV 量測斷面示意圖 (B) 量測點位置分佈示意圖

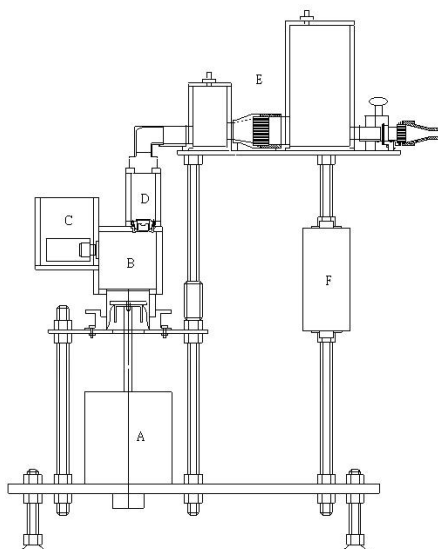


圖 1 系統架構圖，A：線性馬達、B：左心室區、C：左心房區、D：主動脈區、E：後負載區、F：浮子流量計

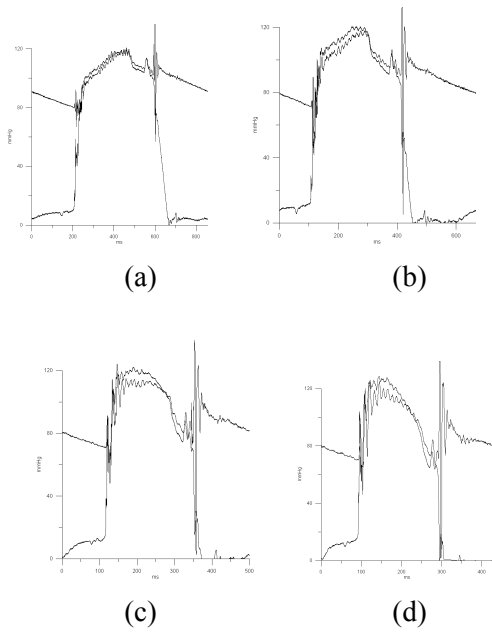


圖 5 St. Jude Medical 心瓣於各種不同心跳數的生理壓力波形

(a) 70bpm(b)90bpm(c)120bpm(d)140bpm

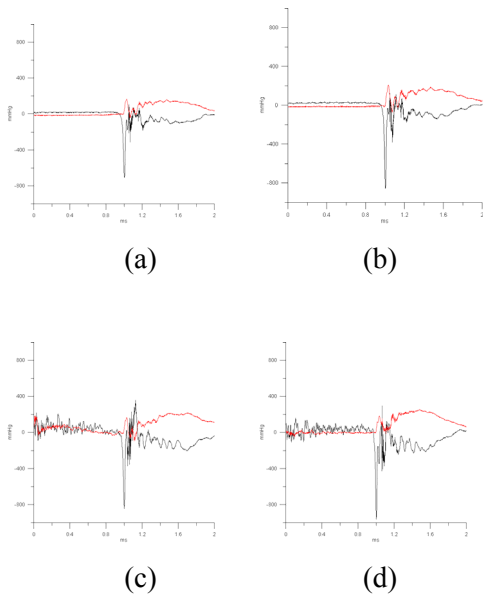
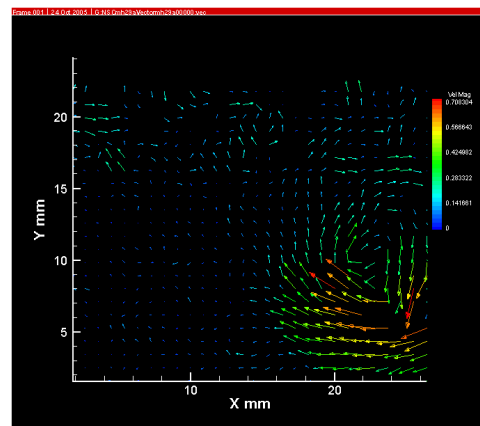
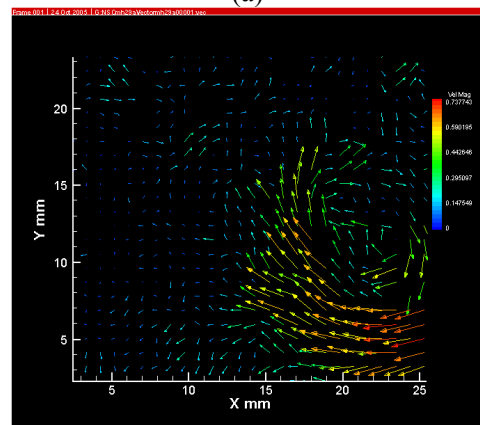


圖 6 St. Jude Medical 的 PCB 壓力波形

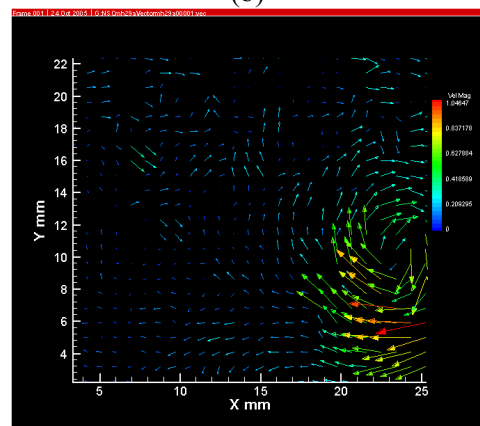
(a)70bpm(b)90bpm(c)120bpm(d)140bpm



(a)



(b)



(c)

圖 7 DPIV 量測，心瓣關閉後 318 μ s 於上部葉緣與環座交接處之瞬時向量流場

(a)70bpm(b)90bpm(c)120bpm

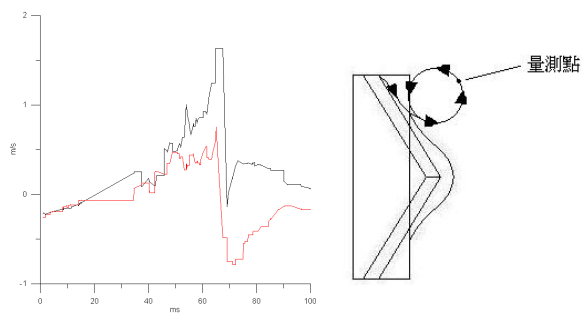


圖 8 LDV 速度沿時間分佈代表圖

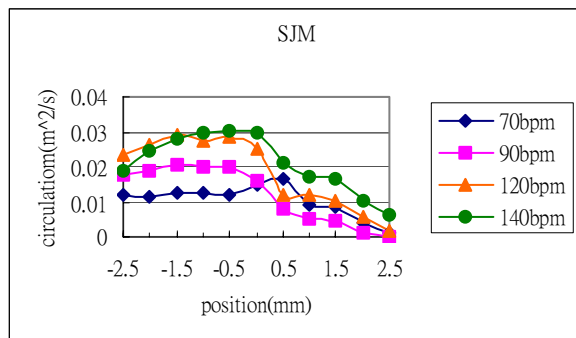


圖 9 St. Jude Medical 之 LDV 量測 circulation 分佈圖

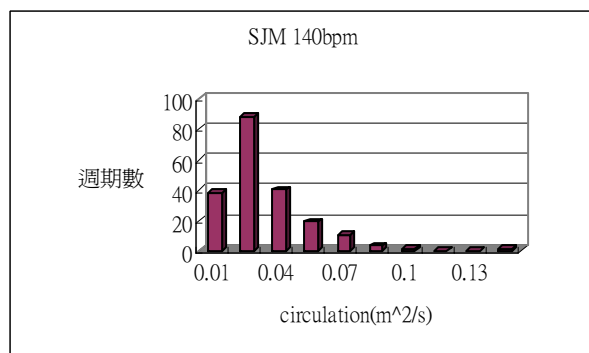


圖 10 St. Jude Medical 於 gap 點之 LDV 量測 circulation 統計代表圖